



TITLE:

# 健常者の平地歩行における運動学的研究 --歩調指定による歩行速度の再現性について--

AUTHOR(S):

黒木, 裕士; 森永, 敏博; 角南, 昌三; 高塩, 純一

---

CITATION:

黒木, 裕士 ...[et al]. 健常者の平地歩行における運動学的研究 --歩調指定による歩行速度の再現性について--. 京都大学医療技術短期大学部紀要 1986, 6: 65-72

ISSUE DATE:

1986

URL:

<http://hdl.handle.net/2433/49310>

RIGHT:

# 健常者の平地歩行における運動学的研究

——歩調指定による歩行速度の再現性について——

黒木 裕士, 森永 敏博, 鈴木 康三,  
角南 昌三, 高塩 純一

## The Reproducibility of Speed in Human Level Walking Paced by a Metronome

Hiroshi KUROKI, Toshihiro MORINAGA, Kozo SUZUKI  
Masami SUNAMI and Junichi TAKASHIO

**ABSTRACT:** The reproducibility of speed in human level walking paced by a metronome was examined for possible clinical use in rehabilitation medicine. The walking speed in the cadence fixed at 60, 80, 100 and 120 per minute were measured over a four-day period in five normal men.

The mean coefficient of variation was 3.40%, and the coefficient of reliability derived by analysis of variance was 0.991. Consequently, a high reproducibility in cadence oriented walking was observed. Also, a significant relationships were found ( $p < 0.001$ ) between cadence and speed of walking, and between cadence and the ratio of the step length to the leg length.

**Key words:** cadence, walking speed, level walking

### 緒 言

リハビリテーションの臨床の間では、患者の運動機能及び精神機能の回復を目指して積極的かつ集中的訓練が綿密な治療計画の下に施行される。その際、訓練の長期及び短期到達目標を設定し、いくつかの短期目標を達成することによって長期目標を獲得しようとする方法、すなわち段階的に機能向上を図る方法が一般に用い

られている。この短期目標には日常の生活動作や姿勢、例えば食事動作や坐位姿勢等が充てられることが多く、長期目標としては最終目標とも言ふべき職場復帰あるいは家庭復帰が挙げられることが多い。つまり短期目標としては日常生活における障害が注目され、長期目標としては社会的不利益すなわちハンディキャップに焦点があてられて、患者の社会生活適応能力養成が目的とされるのである。

歩行動作は人間の最も基本的な移動手段であるとともに二足歩行は人の象徴でもあるため、全人間的復権を理念としているリハビリテーション医療では、この歩行を治療目標として掲げ

京都大学医療技術短期大学部理学療法学科  
Division of Physical Therapy, College of Medical  
Technology, Kyoto University.  
1986年7月15日受付

ることが非常に多く、それゆえ歩行訓練は大変重要な位置を占めている。

健常者における歩行の研究は幅広い分野で行われており、数多くの興味ある事実が報告されている。Åstrand らは著書『Textbook of Work Physiology』の中で歩行運動に伴う呼吸循環器系反応及び酸素摂取能力について述べ<sup>1)</sup>、運動生理学的側面から歩行をとらえており、Brunnstrom は歩行周期、歩調、歩幅及び筋活動の位相等に関する運動学的・筋電図学的側面から歩行を研究している<sup>2)</sup>。また、Inman らは関節運動に伴う位置エネルギー及び運動エネルギーを分析し、運動力学的観点から正常歩行を説明している<sup>3)</sup>。近年、正常歩行研究には速度設定及び速度変化の調節が容易なトレッドミルが多用され、主に速度との関連において究明が試みられている。

一方、運動機能に障害を有する患者等への臨床応用を考慮して健常者の平地での歩行を研究する試みは現在のところ非常に少なく、Mizrahi ら<sup>4)</sup>、Andriacchi ら<sup>5)</sup>及び窪田ら<sup>6)</sup>に散見されるにすぎない。Mizrahi らは脳卒中片麻痺患者の歩行機能回復と歩行の時間距離因子である歩行速度、歩幅、接地時間、両足接地時間等の間に相関関係を認め、これらのパラメーターの臨床使用の有用性について述べており、Andriacchi らは歩行速度全域にわたって歩調、支持時間、遊脚時間を測定し、健常者と膝疾患者の歩行機能を比較した。また窪田らは、脳卒中片麻痺患者の最適条件下での歩調を推測している。

このようにリハビリテーションの臨床で重要視される平地での歩行に関する研究は、まだ不十分であり、検討されるべき課題が山積しているのが現状である。

本研究の目的は、リハビリテーションの臨床で患者の歩行特性を研究する基礎として、健常者の一分間当りの歩数すなわち歩調と歩行速度の関係を調べ、歩調を指定することによって一定の歩行速度を再現する方法の妥当性を検討することである。

## 対 象

対象は健常成人男性5名で、その年齢は22～31歳、平均 $28.2 \pm 3.43$  (S. D.) 歳、身長は166 cm～171 cm、平均 $168.0 \pm 1.67$  (S. D.) cm、下肢長は78.5～84.0 cm、平均 $81.2 \pm 1.99$  (S. D.) cm、体重は55～64 kg、平均 $58.8 \pm 2.99$  (S. D.) kg である(表1)。

表1 被検者の身長、下肢長、体重、年齢、性別

被検者	身長 (cm)	下肢長 (cm)	体重 (kg)	年 令	性別
A	167.0	78.5	59.0	22	男
B	171.0	82.5	64.0	31	男
C	168.0	84.0	59.0	31	男
D	168.0	81.5	57.0	30	男
E	166.0	79.5	55.0	27	男
平 均	168.0	81.2	58.8	28.2	
標準偏差	1.67	1.99	2.99	3.43	

## 方 法

被検者の歩調が一定に保たれるように、メトロノームの調子に合わせた歩行が施行された。一分間当り60拍、80拍、100拍、120拍到設定されたメトロノームの調子を歩調とし、同日中に5名の被検者に対してそれぞれの歩調で2回ずつ、すなわち無作為に8回の歩行が実施された。歩行は25 m 屋内平地直線歩行路上で行われ、精神的影響が除外される様に静かな環境が整えられた。

この25 m 歩行路を歩行する際の所要時間がストップウォッチで測定され、歩行速度が算出された。歩行速度を歩調で除算することによって歩幅が求められ、さらに被検者の体格の差異による影響を除外する為に、歩調が下肢長で除算され百分率で表示された。すなわち、相対的歩幅として下肢長に対する歩幅の割合が求められた。カウンターにて実際の歩行中の歩数が測定され、設定された歩調に一致していることが確認された。

この測定が4日間連続してほぼ同一時刻に同

一被服，同一の靴を着用して実施され，全実験回数は160回に及んだ。

これらの実測値をもとに，同一日に2回ずつ施行された歩行の実測値の一致度，すなわちテスト再テスト法による自己相関係数の算出をもって本法の再現性が検討され，4日間の測定値誤差変動の分析には分散分析法及び変異係数の算出が用いられ，同一歩行速度を4日間毎日再現するためにメトロノームで歩調を指定する方法の妥当性が検討された。また，平地歩行における歩調と歩行速度の関係，歩調と下肢長に対する歩幅の割合の関係が同時に検討された。

## 結 果

歩調60，80，100及び120における4日間の歩行速度測定結果を表2に示す。この4日間の測定はすべて2回ずつ無作為に施行されているため，この対になった測定値の自己相関を求める

ことによって実験自体の再現性を検討することが可能となる。80対の測定値の自己相関係数を求めると  $r=0.995$  となり，非常に高い再現性を認め信頼性が確認された。

これをさらにそれぞれの歩調に分けて検討すると，歩調60では歩行速度の自己相関は  $r=0.876$ ，歩調80でのそれは  $r=0.714$ ，歩調100では  $r=0.877$ ，歩調120では  $r=0.924$  となり，歩調120では他の歩調よりも高い再現性を示していた（表3）。

自己相関係数  $r=0.995$  という非常に高い再現性が認められたため，二回目測定値を用いた分析は便宜的に省略し，一回目測定値についてのみ以下の分析を行った。

4日間の歩行速度測定値の全誤差変動を分散分析法を用いて分析し，（1－4日間の個人測定値の不偏分散／4日間の全測定値の不偏分散）の平方根すなわち信頼性係数<sup>7)</sup>を求めると，

表2 歩調指定下における4日間の歩行速度

（単位：m/min）

被検者	歩調	1日目		2日目		3日目		4日目	
		一回目	二回目	一回目	二回目	一回目	二回目	一回目	二回目
A	60	36.6	34.7	37.5	36.8	36.2	36.1	38.1	37.9
	80	53.6	51.2	53.2	53.8	52.4	52.8	49.7	51.4
	100	68.2	67.9	72.8	73.9	68.2	67.0	67.6	72.1
	120	88.2	87.2	90.4	93.8	91.5	90.9	84.3	87.2
B	60	28.8	28.6	33.8	33.1	33.4	33.5	33.6	32.8
	80	48.1	48.1	48.7	50.0	52.1	52.1	49.3	48.4
	100	52.1	57.3	62.5	63.6	68.2	66.7	63.8	64.4
	120	71.4	72.8	75.0	73.5	73.9	75.8	75.8	79.8
C	60	31.3	32.5	33.9	30.7	34.9	33.3	31.5	31.6
	80	48.7	46.4	48.1	45.7	50.8	49.7	48.7	47.5
	100	65.2	66.7	65.2	63.6	66.7	68.2	68.2	67.6
	120	83.3	80.6	83.8	87.2	87.2	87.7	82.9	82.4
D	60	34.9	34.9	31.9	31.8	31.6	32.6	33.6	32.6
	80	46.3	48.1	47.8	51.4	50.0	49.2	49.3	49.3
	100	65.2	68.2	62.5	64.1	65.8	67.6	64.7	64.7
	120	88.2	87.2	82.4	87.2	86.2	86.2	79.8	79.8
E	60	34.5	34.6	36.2	34.2	33.3	31.4	32.3	32.8
	80	50.7	50.8	51.7	51.0	49.7	49.0	50.3	49.0
	100	68.2	66.4	69.4	71.4	64.1	66.4	69.1	65.8
	120	88.2	86.2	85.2	87.2	80.6	84.3	84.3	83.3

表3 全体及び歩調60, 80, 100, 120での自己相関係数

	自己相関係数
全 体	0.995
歩調 60	0.876
歩調 80	0.714
歩調 100	0.877
歩調 120	0.924

表4 全体及び個人の信頼性係数

	信頼性係数
全 体	0.991
被 検 者 A	0.994
被 検 者 B	0.972
被 検 者 C	0.997
被 検 者 D	0.993
被 検 者 E	0.994

$r=0.991$  となり非常に高い信頼性が立証され、メトロノームで歩調を指定することで同一歩行速度を再現する方法の妥当性が認められた(表4)。

被検者個々についてこの誤差変動を分散分析法によって同様に分析すると、信頼性係数  $r$  は被検者 A では0.994, 被検者 B では0.972, 被検者 C では0.997, 被検者 D では0.993, 被検者 E では0.994 となり、それぞれ高い信頼性を認め、4回の測定による誤差変動の少なさが立証された(表4)。

被検者個々の歩調60, 80, 100, 120における4日間の歩行速度測定値の変動を、変異係数として求めると、変異係数=標準偏差/平均値 $\times$ 100(%)で表わされ<sup>9)</sup>、表5の通りであった。すなわち全体では平均3.40%の変異係数であり被検者 A では平均2.76%, 被検者 B では平均5.34%, 被検者 C では平均2.69%, 被検者 D では平均3.20%, 被検者 E では平均3.01%であった。被検者 B の5.34%という値は他に比べてやや大きいのが、全体としては3.40%であり変動が少ないことを示していた。歩調60, 80, 100, 120 に対する 変異係数は、それぞれ平均4.30%, 2.50%, 3.91%, 2.90%となり、歩調

表5

a. 全体及び被検者 A, B, C, D, E の変異係数

	変異係数
全体平均	3.40%
被検者 A	2.76%
被検者 B	5.34%
被検者 C	2.69%
被検者 D	3.20%
被検者 E	3.01%

b. 歩調60, 80, 100, 120 の変異係数

	変異係数
歩調 60	4.30%
歩調 80	2.50%
歩調 100	3.91%
歩調 120	2.90%

60での変動は他に比べてわずかに大きい傾向にあった。

歩調と歩行速度の関係について、その相関係数を求めると、 $r=0.980$  が得られ、最小自乗法を用いて危険率0.1%で回帰直線  $y=0.816x-15.146$  (ただし、 $y$ : 歩行速度,  $x$ : 歩調) が得られた(図1)。

被検者 A, B, C, D, E の歩調と歩行速度の相関係数は、それぞれ0.993, 0.974, 0.997, 0.993, 0.995 といずれも高く、回帰直線はそれぞれ  $y=0.857x-15.383$ ,  $y=0.685x-7.233$ ,

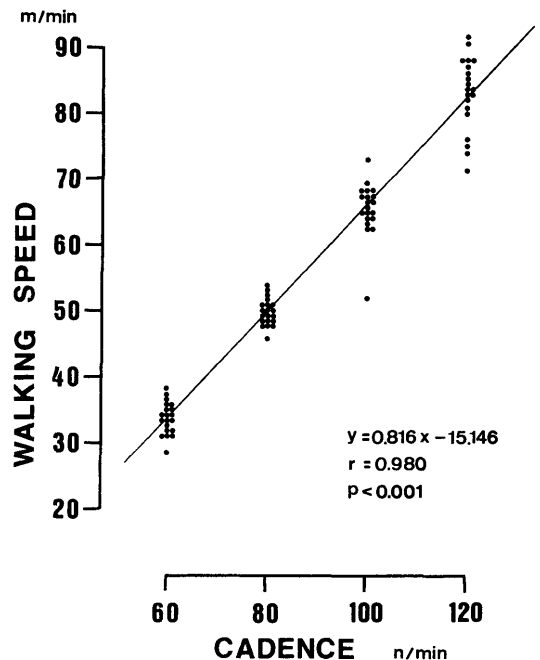


図1 歩調と歩行速度の相関

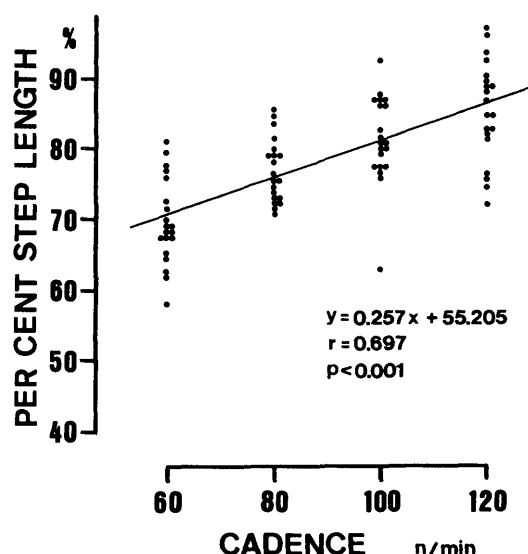


図2 歩調と下肢長に対する歩幅の割合の相関

$y = 0.855x - 18.865$ ,  $y = 0.848x - 18.830$ ,  
 $y = 0.843x - 16.633$  が得られた。

歩調と、下肢長に対する歩幅の割合の相関関係を求めると、全体では  $r = 0.697$ ，危険率0.1%で回帰直線  $y = 0.257x + 55.205$ （ただし  $y$ : 下肢長に対する歩幅の割合， $x$ : 歩調）が得られた（図2）。

これを被検者 A, B, C, D, E 個別にみると、相関係数はそれぞれ0.916, 0.515, 0.950, 0.935, 0.917 となり、回帰直線はそれぞれ  $y = 0.254x + 63.188$ ,  $y = 0.138x + 60.110$ ,  $y = 0.303x + 47.963$ ,  $y = 0.304x + 49.370$ ,  $y = 0.287x + 55.393$  が得られた。

## 考 察

本法はメトロノームの調子に合わせて平地歩行を行うという独特の実験であるため、実験自体の信頼性、再現性を確認する必要がある、4日間の歩行速度についての検討を加えて  $r = 0.995$  という非常に高い自己相関係数を得た。こういった報告は過去には認められず筆者等によるものが初めてである。

トレッドミル歩行や単なる平地歩行では再現性が報告されている。Bobbert<sup>12)</sup> は2名の被検者を反復してトレッドミル歩行させると、歩調

の相違は少なくなると述べ、Inman ら<sup>13)</sup> は健康者においては靴や歩行路面を変化させなければ同じ歩行パターンすなわち一定歩調、一定歩幅を呈すると報告している。Ekblom ら<sup>14)</sup> は56名の男性に対して、“普通で歩いて下さい”、“早足で歩いて下さい”、“ゆっくりとジョギングして下さい”、“普通にジョギングして下さい”と言語で指示した際の歩行の再現性について述べ、歩調、心拍数、主観的作業強度いずれも再現性が高かったと述べている。

これらの高い再現性と信頼性が得られた理由を考えるにあたっては、歩調、歩幅、歩行速度及びエネルギー消費量等に関する以下の研究が参考となる。Cotes ら<sup>15)</sup> はトレッドミルでの歩行速度を一定にして歩調を変化させた時のエネルギー消費量を観察することによって、エネルギーが最小となる歩調・歩幅関係が存在することを指摘している。また Zarrugh ら<sup>16)</sup> も速度に対して最もエネルギー消費の少ない歩幅、歩調が存在することを示している。Inman<sup>17)</sup> らは不自然な歩調及び歩幅は生体にとって負担となり、単位距離当りのエネルギー消費は大きくなると報告している。同様の報告は Shields<sup>18)</sup>, Powers ら<sup>19)</sup> も行っている。したがってメトロノームで歩調を指定した筆者らの方法においても、その歩調での最低エネルギー消費量となる歩幅あるいは歩行速度が決定されると仮定でき、その成立が存在するからこそ高い自己相関係数が得られたと推測されよう。

次に4日間の測定値の変動をみることによって、歩調を指定した時の歩行速度が日を改めて再現可能かどうかを検討した結果、信頼係数は0.991となり、個々の被検者においても同様に高く、極めて安定した測定値が得られたことを裏付けた。この結果は健康者及び患者の歩行研究において非常に有利であり、歩行機能の改善を評価する方法として歩調指定下の平地歩行が臨床応用可能であることを示唆している。

被検者個々の分析結果を比較して興味ある点は、症例Bの歩調と下肢長に対する歩幅の割合との相関が他の症例に比べて著しく低いこと

である。症例 B の相関係数は 0.515 であるが、他の症例のそれはすべて 0.9 を越える値を示しているのである。この症例 B の低い相関係数は一見測定値変動の大きさを疑わせるが、そうではなく、歩調の上昇に伴う歩幅増加が十分でないことに起因するものであろう。なぜなら症例 B の変異係数はやや大きい 5.34% を示しているものの、信頼性係数は 0.972 と高いため測定値の一致度に関しては信頼がおけると判断でき、そのうえ歩調と歩行速度との相関係数も 0.974 の高値を示しているからである。

実際に歩調100における歩幅と歩調120でのそれを算出し比較すると、歩幅増加が全くみられないいわゆる“頭打ち現象”が認められる。こういった歩行は老人に多いが、症例 B の歩行特性かもしれない。

指定された4つの歩調の中でも特に歩調120では  $r=0.924$  という高い自己相関を示している一方、歩調60における変異係数は他に比べわずかに変動の大きい4.30%である。これは自然歩行の歩調と大いに関係していると考えられる。一般に健常者の自然歩行での歩調は 116<sup>9)</sup> あるいは 114<sup>10,11)</sup> と言われているため、それに近い歩調ほど日常の移動において習慣化されており、再現性が高いのは当然といえよう。それに対して普段あまり行われていない低い歩調では歩幅に多少の変動を生じ、それが歩行速度のわずかな変化として反映され変異係数がやや大きくなる傾向にあると理解できる。換言すると、あまり変動が大きすぎる場合は普段の歩調一步幅関係とは異なることを意味し、心理的原因や他の要因が関与していることを示しているのである。

歩調60未満での歩行は、歩調60での歩行以上に普段行われていないうえ、信頼性及び再現性は確認されていない。したがって後述する回帰直線の利用においては、今回の実験で測定値変動の少なさを立証できた歩調60以上の範囲に限定するほうが安全であるといえよう。また、逆に歩調が高くなりすぎても今度は走行に移行してしまい歩行状態とは異なってしまうので、利用範囲の上限の設定も必要である。Inman<sup>13)</sup> ら

は健康な男性の歩調の上限はほぼ140で女性の場合は歩調150であると述べているため、後述の回帰直線は歩調60～140あるいは150の範囲内で利用すべきであろう。

歩調と歩行速度あるいは歩幅の相関関係について触れた報告は多い。Dean は<sup>20)</sup>、歩調×身長/172=0.157×(速度)<sup>0.5</sup> という方程式で歩行のパラメーターを予測することが可能であると述べている。Cavagna ら<sup>21)</sup> は、床上での歩行において歩行速度と歩幅の間に正の比例関係が認められ、9～10 km/hr までの速度範囲でこれが成立すると報告している。Blessey ら<sup>9)</sup> も健常成人男女の自由歩行におけるエネルギー消費量を比較した研究の中で、歩調と歩幅の直線関係を認めている。同様に Kirtley ら<sup>22)</sup> も歩行速度の上昇に伴って歩調と歩幅は同時に増加することを指摘している。

これらの報告には平地歩行でなくてトレッドミル歩行を利用したものが多いが、Murray ら<sup>23)</sup>、Ralston ら<sup>24)</sup> は平地歩行とトレッドミル歩行の有意差がなかったと報告している。

平地で歩行研究を行った筆者らもまた、歩調と歩行速度、歩調と下肢長に対する歩幅の割合との間に危険率0.1%で高い相関を認め(図1, 図2)、一次直線関係を得、歩調から歩行速度を推測する実験式を導くことができた。また、メトロノームに合わせた平地歩行中の歩調一步行速度関係及び歩調一下肢長に対する歩幅の割合関係を健常者で標準化することで、患者の歩行能力を評価する方法の可能性が示された。ただしこれらの実験式の利用範囲については、先に述べたように歩調60～140あるいは150程度までが適当であろう。

Mizrahi ら<sup>4)</sup> は歩行速度、歩幅、両脚支持時間等は臨床での歩行機能評価の指標として重要であることを強調し、Andriacchi ら<sup>5)</sup> は健常者と膝疾患者の歩行を比較し、正常歩行及び異常歩行の特徴を正確に把握し定量化するためには多くの指標間の相互関係を考慮する必要がある、その指標として歩行速度、歩調、遊脚相時間、立脚相時間及び、床反力を用いることが

適当であると述べている。窪田ら<sup>6)</sup> もまた同様の観点から脳卒中片麻痺の歩行効率を推定している。

このようにリハビリテーションの臨床で患者の歩行能力を測定評価し、機能訓練の効果を判定するためにはいくつかのパラメーターが必要で、少なくとも歩行速度、歩調、下肢長に対する歩幅の割合の三つを指標とし、これらの相互関係を分析することが重要である。

リハビリテーションを受ける患者の歩行能力は低いことが多いため、高度のバランス維持能力が要求されるトレッドミル歩行よりも平地での歩行において歩行能力を定量化する方法が妥当であり、メトロノームによる一定歩調に合わせた歩行での歩行指標を健常者で標準化し、これをもとに解析を試みることが提案される。

## 要 約

5名の健常者に対して平地歩行時の歩調を1分間当たり60, 80, 100及び120に指定して、歩行速度の再現性について検討した。変異係数及び信頼性係数はそれぞれ3.40%,  $r=0.991$ となり、非常に高い再現性が確認された。また、歩調と歩行速度、歩調と下肢長に対する歩幅の割合との間に正比例関係を認め、それぞれ危険率0.1%で回帰直線が得られた。

これらより、本方法は歩行訓練法及び歩行機能評価の指標として臨床応用が可能である。

## 謝 辞

本研究に御協力下さった京都大学医学部附属病院理学療法部の皆様、並びに御校閲いただいた藤原哲司教授、浜弘道教授に深謝いたします。

## 文 献

- 1) Åstrand, P. O. & Rodahl, K. (朝比奈一男監訳): 運動生理学. p. 410-411, 大修館, 東京, 1976.
- 2) Brunnstrom, S.: Clinical Kinesiology. p. 283-306, F. A. Davis, Philadelphia, 1962.
- 3) Inman, V. T., Ralston, H. J., & Todd, F.: Human Walking. p. 78-88, Williams & Wilkins, Baltimore, 1981.
- 4) Mizrahi, J., Susak, Z., Heller, L. & Najenson, T.: Variation of time-distance parameters of the stride as relation to clinical gait improvement in hemiplegics. Scand. J. Rehab. Med. 14: 133-140, 1982.
- 5) Andriacchi, T. P., Ogle, J. A. & Galante, J. O.: Walking speed as a basis for normal and abnormal gait measurements. J. Biomechanics, 10: 261-268, 1977.
- 6) 窪田俊夫, 山口恒弘, 青田安史, 指宿忠昭, 大胡田茂夫, 角田忠男: 片麻痺歩行のエネルギー消費と歩行の能率の評価について. 総合リハ 12(9): 709-715, 1984.
- 7) 松浦義行: 体力測定法. p. 46-48, 朝倉書店, 東京, 1983.
- 8) 辻達彦: 統計方法入門. 43p., 金原出版, 東京, 1972.
- 9) Blessey, R. L., Hislop, H. J. & Antonelli, D.: Metabolic energy cost of unrestrained walking. Phys. Ther. 56: 1019-1024, 1976.
- 10) Finley, F. R. & Codey, K. A.: Locomotive characteristics of urban pedestrians. Arch. Phys. Med. Rehab. 51: 423-426, 1970.
- 11) Drillis, R. J.: Objective recording and biomechanics of pathological gait. Ann. N. Y. Acad. Sci. 74: 86-109, 1958.
- 12) Bobbert, A. C.: Energy expenditure in level and grade walking. J. Appl. Physiol. 15: 1015-1021, 1960.
- 13) Inman, V. T., Ralston, H. J. & Todd, F.: Human walking. p. 22-28, Williams & Wilkins, Baltimore, 1981.
- 14) Ekblom, B., Day, C. W., Hartley, L. H., Moore, F. & Wear, R.: Reproducibility of exercise prescribed by pace description. Scand. J. Sports Sci. 1: 16-19, 1979.
- 15) Cotes, J. E. & Meade, F.: The energy expenditure and mechanical energy demand in walking. Ergonomics 3: 99-119, 1960.
- 16) Zarrugh, M. Y., Todd, F. N. & Ralston, H. J.: Optimization of energy expenditure during level walking. Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol. 33: 293-306, 1974.
- 17) Inman, V. T., Ralston, H. J. & Todd, F.: Human



- Walking. p.68-69, Williams & Wilkins, Baltimore, 1981.
- 18) Shields, S. L.: The effect of varying length of stride on performance during submaximal stress testing. *J. Sports Med.* 22: 66-72, 1982.
  - 19) Powers, S. K., Hopkins, P. & Ragsdale, M. R.: Oxygen uptake and ventilatory responses to various stride lengths in trained women. *Amer. Corr. Ther. J.* 36: 5-8, 1982.
  - 20) Dean, G. A.: An analysis of the energy expenditure in level and grade walking. *Ergonomics* 8: 31-47, 1965.
  - 21) Cavagna, G. A. & Margaria, R.: Mechanics of walking. *J. Appl. Physiol.* 21: 271-278, 1966.
  - 22) Kirtley, C., Whittle, M. W. & Jefferson, R. J.: Influence of walking speed on gait parameters. *J. Biomed. Eng.* 7: 282-288, 1985.
  - 23) Murray, M. P., Spurr, G. B., Sepic, S. B., Gardner, G. M. & Mollinger, L. A.: Treadmill vs. floor walking: kinematics, electromyogram, and heart rate. *J. Appl. Physiol.* 59: 87-91, 1985.
  - 24) Relston, H. J.: Comparison of energy expenditure during treadmill walking and floor walking. *J. Appl. Physiol.* 15: 1156, 1960.